



(12) Wirtschaftspatent

Ertellt gemäß § 18 Absatz 2 Patentgesetz

(19) DD (11) 262 324 A3

4(51) A 61 B 5/02

AMT FÜR ERFINDUNGS- UND PATENTWESEN

(21)	WP A 61 B / 292 978 7	(22)	29.07.86	(45)	30.11.88
(71)	Technische Hochschule Ilmenau, BfSN, PSF 327, Ilmenau, 6300, DD				
(72)	Kautterling, Wolf-Dieter, Dipl.-Ing.; Tischmeyer, Michael, Dr. sc. techn.; Henning, Günter, Dr. sc. techn.; Soltmann, Ina, Dipl.-Ing.; Tiedo, Hartmut, Dipl.-Ing., DD				
(54)	Schaltungsanordnung, insbesondere Kalibrierung von Bioimpedanzmeßgeräten				

(55) Eichung, Bioimpedanzfunktion, Schaltungsanordnung, Kardioimpedanzmessung, biologische Gewebe, stufenlose Impedanzänderung, Langzeitstabilität, ökonomischer Aufwand, passives Netzwerk, Modulationsstufe, Oszillatorstufe, Haut-Elektrodenübergangsimpedanzen

(57) Die Schaltungsanordnung zur Eichung von Bioimpedanzfunktionen wird zur quantitativen Auswertung und zum Test von Bioimpedanzmeßgeräten angewendet. Die Erfindung erfolgte mit dem Ziel eine Schaltungsanordnung zu schaffen, welche exakt reproduzierbare Eichsignale mit einer guten Langzeitstabilität liefert. Der ökonomische Aufwand der bisher bekannten Lösungen wurde verringert. Die Impedanzänderungen können in beliebiger Zeitfunktion und Amplitude innerhalb des physiologisch interessierenden Bereiches stufenlos erzeugt werden und sind nicht an den Einsatz eines Mikrorechners gebunden. Dazu wird eine an sich bekannte Modulationsstufe zwischen die Oszillatorstufe und die Stromkonstantstufe geschaltet, woraus sich ein modulierter Meßstrom ergibt, welcher das zeitlich konstante passive Netzwerk zur Nachbildung der Gewebegrundimpedanz durchfließt. Durch Umschaltung dieses passiven Netzwerkes, bzw. Änderung des Modulationsgrades wird eine Mehrpunkteichung erreicht. Zwei weitere passive Netzwerke bilden die Haut-Elektrodenübergangsimpedanzen der Strom- und Masselektrode nach.

Patentansprüche:

Schaltungsanordnung, insbesondere zur Kalibrierung von Bioimpedanzmeßgeräten, wobei einem Oszillator eine Stromkonstantstufe nachgeschaltet ist, wonach in Reihe drei passive Netzwerke und ein ohmscher Widerstand folgen, wobei sich zwischen der Stromkonstantstufe und dem ersten passiven Netzwerk die durch einen Umschalter getrennte Anschlußbuchse der Stromelektrode, zwischen dem ersten passiven Netzwerk und dem zweiten passiven Netzwerk, die durch einen Umschalter getrennte Anschlußbuchse der Stromelektrode, zwischen dem ersten passiven Netzwerk und dem zweiten passiven Netzwerk, die durch einen Umschalter getrennte Anschlußbuchse der Meßelektrode bzw. die Anschlußbuchse, zwischen dem zweiten passiven Netzwerk und dem dritten passiven Netzwerk, die durch einen Umschalter getrennte Anschlußbuchse zwischen dem dritten passiven Netzwerk und dem ohmschen Widerstand die Anschlußbuchse der Masseelektrode und in Reihe zum zweiten passiven Netzwerk zwei Schalter befinden, gekennzeichnet dadurch, daß zwischen dem Oszillator (OSZ) und der Stromkonstantstufe (Stkt) eine durch einen Funktionsgenerator (FG) angesteuerte Modulationsstufe (MOD) geschaltet ist, wobei sich zwischen dem Funktionsgenerator (FG) und der Modulationsstufe (MOD) der Schalter (S₁) befindet.

Hierzu 1 Seite Zeichnung

Anwendungsgebiet der Erfindung

Die Nachbildung passiver elektrischer Eigenschaften verschiedener biologischer Gewebe, insbesondere die Modellierung durch leitungsabhängiger Gewebeimpedanzen, ist für die nichtinvasive Diagnostik von Durchblutungsstörungen, sowie für die Bestimmung hämodynamischer Parameter des Herzens auf der Grundlage der Bioimpedanzmessung von großer Bedeutung. Damit ist es möglich, Geräte zur Messung von Bioimpedanzen sowohl bei der Herstellung als auch bei deren Einsatz in der klinischen Praxis zu kalibrieren und zu testen. Für spezielle Anwendungsgebiete, z. B. die Kardioimpedanzmessung, ist die Auswertung der kalibrierten differenzierten Bioimpedanzfunktion von großer Bedeutung.

Charakteristik der bekannten technischen Lösungen

Nach DD-PS 139086 ist eine Schaltungsanordnung bekannt, die es ermöglicht, statische und periodische Widerstandsänderungen im physiologisch interessierenden Bereich zu erzeugen. Das Prinzip besteht darin, daß eine Parallelschaltung aus Optokoppler, ohmschem Widerstand und Kapazität mit einer optischen Signalquelle angesteuert wird. Der Nachteil dieser Anordnung besteht in der unbekannten Übertragungseigenschaft, die von Parametern abhängt, welche vom Hersteller der Bauelemente nur teilweise oder gar nicht garantiert wurden. Ohne Ermittlung dieser Übertragungseigenschaft ist eine Kalibrierung mittels dieser Schaltungsanordnung nicht möglich. Des weiteren ist diese Kennlinie stark parameterabhängig, z. B. von der Temperatur, vom Alter und den vorangegangenen Betriebsverhältnissen.

In DD-PS 164064 wird die in DD-PS 139086 vorgestellte Anordnung durch drei andere jeweils wahlweise in Reihe zu schaltende passive Netzwerke erweitert, die jeweils eine zuvor eingestellte konstante Grundimpedanz modellieren. Dazu in Reihe befinden sich noch zwei weitere passive Netzwerke, die durch entsprechende Steuerung eines angeschlossenen Programmierzubehörs eine rechteckförmige ohmsche oder kapazitive Impedanzänderung erzeugen können. In dieser Anordnung die Schaltung von DD-PS 139086 integriert wurde, beinhaltet sie auch alle Nachteile von DD-PS 139086. Mittels der zusätzlich zu DD-PS 139086 angeordneten passiven Netzwerke, ist nur eine Kalibrierung in zwei diskreten Punkten möglich.

Nach DD-PS 234363 ist eine Schaltungsanordnung bekannt, welche das Kalibriersignal mit Hilfe eines Widerstands-Schalternetzwerkes erzeugt, das durch eine Steuerlogik mittels binärer Signale geschaltet wird. Diese Anordnung besitzt den Nachteil, daß beliebige Kurvenformen nur in bestimmten diskreten Stufen erzeugt werden können. Der Aufwand bezüglich des Widerstandnetzwerkes steigt mit den Anforderungen an die Feinheit dieser Stufen. Des weiteren ist für die Erzeugung der binären Signale eine aufwendige Steuereinrichtung bzw. der Anschluß an einen Mikrorechner notwendig. Die in DD-PS 107587 und DD-PS 139618 vorgestellten Anordnungen zur Messung der Bioimpedanzfunktion beinhalten ein elektronisches Modell zur Nachbildung der Gewebegrundimpedanz. Dieses Modell ist zur Kompensation des Einflusses der Gewebegrundimpedanz und damit zur Messung der pulssynchronen Impedanzänderung nach dem verwendeten Prinzip notwendig. Es kann aber in dieser Art nicht zur Kalibrierung des Impedanzmeßgerätes eingesetzt werden.

Ziel der Erfindung

Die Erfindung erfolgte mit dem Ziel, eine Schaltungsanordnung, insbesondere zur Kalibrierung von Bioimpedanzmeßgeräten, zu schaffen, welche fest in das Bioimpedanzmeßgerät integriert werden kann. Die Kalibrierungssignale sollten exakt reproduzierbar sein und eine gute Langzeitstabilität aufweisen, um ohne aufwendige Neueinstellungen über längere Zeiträume eine hohe Genauigkeit bei der Auswertung der Bioimpedanzfunktion und deren 1. Ableitung zu erzielen. Dabei soll die Übertragungseigenschaft der Schaltungsanordnung bekannt sein, und ihre Parameterabhängigkeit darf die Kalibrierfunktion nicht beeinflussen. Gleichzeitig soll eine Vereinfachung der bisher bekannten Schaltungsanordnung erreicht werden, um den ökonomischen Aufwand besonders in Bezug auf eine industrielle Fertigung, zu senken. Die Testung und Kalibrierung bei der Erfassung von Bioimpedanzfunktionen sowie deren 1. Ableitung muß auch ohne Einsatz eines Mikrorechners möglich sein.

Darlegung des Wesens der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, stufenlose Impedanzänderungen im physiologisch interessierenden Bereich zu simulieren, welche nicht an den Einsatz eines Mikrorechners gebunden und in der Form sein sollen, daß sie auch nach der Differenzierung ausgewertet werden können. Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe dadurch gelöst, daß einem Oszillator eine durch einen Funktionsgenerator angesteuerte an sich bekannte Modulationsstufe nachgeschaltet ist, an deren Ausgang sich eine Stromkonstantstufe befindet. In Reihe folgen mindestens drei bekannte Netzwerke, sowie ein ohmscher Widerstand. Für den Anschluß von vier am biologischen Gewebe platzierten Elektroden existieren vier Eingangsbuschungen und zwei Ausgangsbuchsen.

Während der Kalibrierung wird das biologische Gewebe mittels drei Umschaltern bzw. je zwei Schaltern vom Stromweg getrennt und statt dessen die drei passiven Netzwerke in den Signalweg geschaltet, sowie ein Schalter zwischen Funktionsgenerator und Modulationsstufe geschlossen. Damit wird durch die Modulation der Steuerspannung für die Stromkonstantstufe mit der gewünschten Kalibrierungsform die benötigte, modulierte Konstantstromeinspeisung in die passiven Netzwerke realisiert. Über dem passiven Netzwerk, welches den Gewebegrundwiderstand simuliert, wird eine Spannungsänderung analog zur pulssynchronen Bioimpedanzänderung des Gewebes erzeugt.

Diese definierte Änderung kann als Kalibriersignal weiter verarbeitet werden. Durch eine Parallelschaltung weiterer passiver Netzwerke bzw. die Wahl verschiedener Modulationsgrade der Oszillatorspannung wird eine Mehrpunktkalibrierung zur Erhöhung der Meßgenauigkeit ermöglicht. Die Nachbildung der Haut-Elektrodenübergangswiderstände wird durch die beiden enden passiven Netzwerke, die in Reihe mit den Elektrodenanschlüssen liegen und in ihren Parametern umschaltbar sind, realisiert.

Ausführungsbeispiel

Die Erfindung soll nachstehend an einem Ausführungsbeispiel näher erläutert werden. Dazu zeigt Fig. 1 das Blockschaltbild der Schaltungsanordnung zur Erzeugung von Kalibriersignalen für die Bioimpedanzfunktion.

Entsprechend dem an sich bekannten Elektroden-system zur Messung von Bioimpedanzen werden maximal vier Elektroden eingesetzt, wobei die Buchse Bu 1 mit der Stromelektrode, die Buchse Bu 2 mit der Meßelektrode I, die Buchse Bu 3 mit der Meßelektrode II und die Buchse Bu 4 mit der Masselektrode verbunden wird, welche auch während der Kalibrierung am entsprechenden Gewebeabschnitt verbleiben können. Das passive Netzwerk NW 1 bildet den Haut-Elektrodenübergangswiderstand der Stromelektrode und das passive Netzwerk NW 3 den der Masselektrode nach. Die Haut-Elektrodenübergangswiderstände der Meßelektroden werden infolge des hohen Eingangswiderstandes des an den Buchsen Bu 5 und Bu 6 angeschlossenen Meßverstärkersystems vernachlässigt. Das passive Netzwerk NW 2a bzw. bei entsprechender Stellung der Schalter S 5 und S 6 eine Kombination der passiven Netzwerke NW 2a und NW 2b modellieren den Gewebegrundwiderstand. Der Widerstand R 1 stellt den bekannten ohmschen Widerstand zur definierten Bestimmung der Phasenlage von Meßstrom und Spannung dar. Der Oszillator OSZ erzeugt die entsprechende Frequenz für den Meßstrom zur Ableitung der Bioimpedanzfunktion und die Stromkonstantstufe Stkt generiert in Abhängigkeit von der Oszillatorspannung den Meßstrom mit konstanter Amplitude.

Bei der Stellung 2 der Umschalter S 1 bis S 3 und geöffnetem Schalter S 4 erfolgt keine Modulation der Oszillatorspannung, und die Bioimpedanzfunktion kann an einem beliebigen Gewebeabschnitt abgeleitet werden. Die Kalibrierung erfolgt bei Stellung 1 der Umschalter S 1 bis S 3 und geschlossenem Schalter S 4, womit das biologische Gewebe vom Meßweg abgeschaltet ist und sich das Phantom, bestehend aus den passiven Netzwerken NW 1 bis NW 3, im Signalweg befindet. Der Funktionsgenerator FG erzeugt die für das Kalibriersignal gewünschte Zeitfunktion und Amplitude, z. B. ein 2 Hz Dreieckssignal. Dieses wird mittels der Modulationsstufe MOD auf die Oszillatorfrequenz aufmoduliert, und die Stromkonstantstufe Stkt liefert einen modulierten Meßstrom. Somit ergibt sich über dem passiven Netzwerk NW 2, d. h. zwischen den Buchsen Bu 5 und Bu 6, eine Meßspannung, welche einen Gleichanteil und eine sich ändernde Komponente aufweist, die jeweils in der Größenordnung des Spannungsabfalls der Gewebegrundimpedanz bzw. deren physiologischer Änderungen liegen. Für eine Zweipunktkalibrierung kann z. B. der Modulationsgrad durch eine Umschaltung im Funktionsgenerator FG geändert werden. Im speziellen Fall der Kardiopodanzmessung ist das passive Netzwerk NW 2a für den physiologische Bereich der Gewebegrundimpedanz des Thorax ausgelegt und das passive Netzwerk NW 2b kann für die bekannte Rechteckkalibrierung ohne Einsatz der Modulation verwendet werden. Das durch die Modulation erzeugte Kalibriersignal ist stufenlos und in der Form, daß es auch nach der Differenzierung, speziell bei der Kardiopodanzfunktion, ausgewertet werden kann.

In Betracht gezogene Druckschriften:

DD-PS 107 587 (A 61 B 5/04)
DD-PS 139 518 (A 61 B 5/02)
DD-PS 234 363 (A 61 B 5/00)

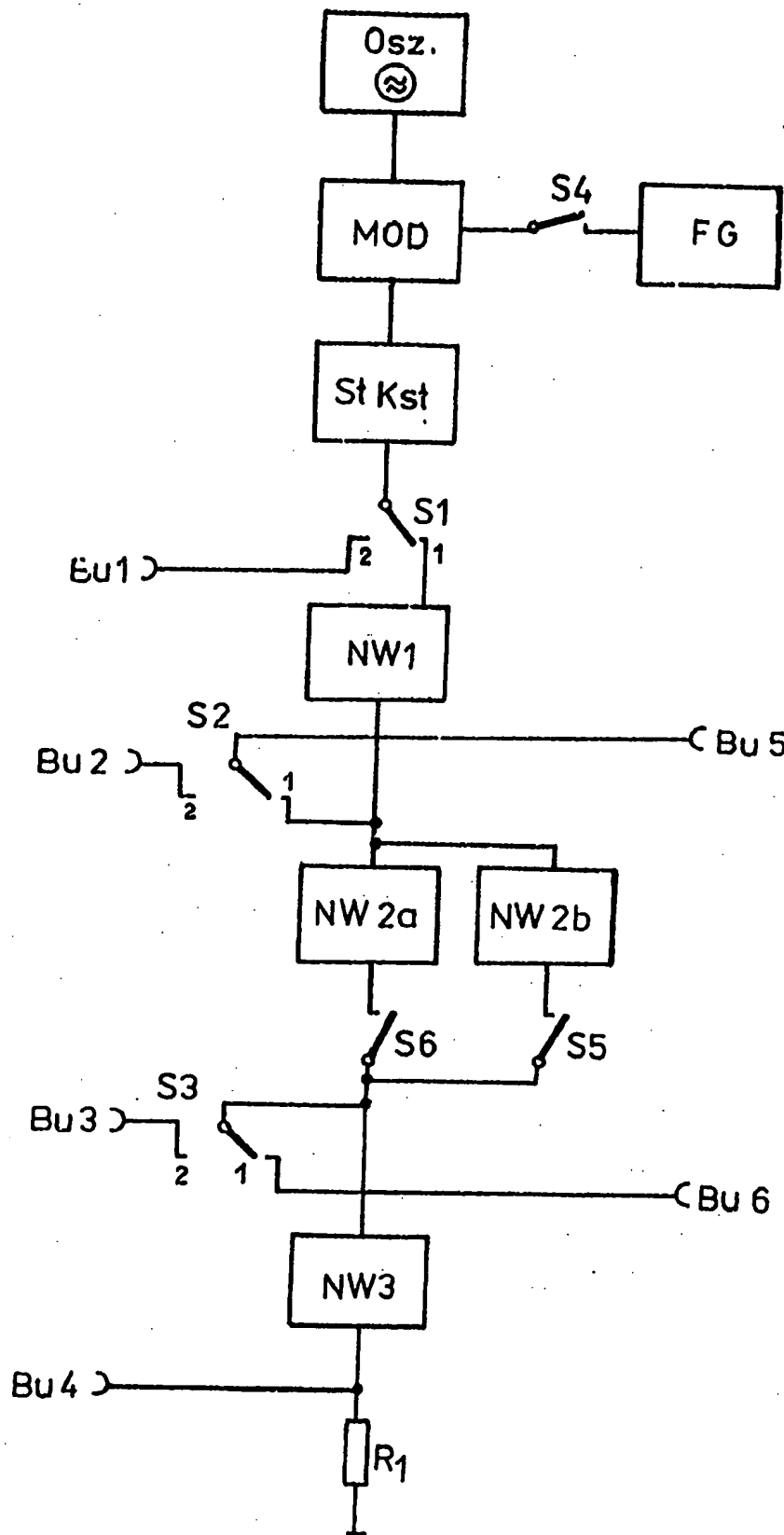


Fig. 1

Best Available Copy